

Радіоелектроніка біомедичних технологій

УДК 621.372.8

ВИЗНАЧЕННЯ ПАРАМЕТРІВ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ БЛИЖНЬОПОЛЬОВОЇ ВЗАЄМОДІЇ АНТЕНИ З БІОЛОГІЧНИМ СЕРЕДОВИЩЕМ

*Манойлов В.П., д.т.н., професор; Назарчук Л.Ю., здобувач
Житомирський державний технологічний університет,
м. Житомир, Україна*

Вступ

Біологічні тканини відрізняються неоднорідністю електричних властивостей – електропровідності σ та діелектричної проникності ε . Електромагнітні властивості тканин важливі як при вивченні процесів всередині біологічних матеріалів, так і при побудові відповідних моделей. Для побудови моделей необхідно мати значення електромагнітних характеристик біологічних тканин і знати характер їх зміни під дією зовнішнього електромагнітного поля.

Біологічні тканини володіють пасивними і активними електричними, магнітними, оптичними, механічними, акустичними і теплофізичними властивостями [1]. Діелектрична проникність ε є важливою характеристикою тканин. Зазвичай розглядають комплексну діелектричну проникність

$\varepsilon = \varepsilon' + i\varepsilon''$, де $\varepsilon'' = \frac{\sigma}{2\pi f}$, f – частота електромагнітної хвилі. Уявна частота

$\varepsilon'' = \text{Im}(\varepsilon)$ характеризує часткове перетворення електромагнітних хвиль в тепло через ненульову електропровідність тканини.

Практично всі пасивні електричні характеристики біологічних матеріалів відрізняються у здорових тканин і у тканин при захворюваннях, а саме вікових і структурних змінах, при появі новоутворень [1] і можуть, таким чином, використовуватися в медичній діагностиці. Основна проблема полягає в тому, що ці зміни властивостей тканин неспецифічні для патологій, тобто різні зміни можуть приводити як до збільшення, так і до зменшення характерних значень тих або інших електричних параметрів, тому величезна роль належить математичним моделям, які дозволяють досліджувати механізми тих або інших змін.

Здорові тканини біологічного об'єкта мають визначений температурний режим. Однак багато захворювань проявляються в зміні температури окремих органів. Злоякісні пухлинні процеси підвищують температуру тканин в зоні запалення. Поширення НВЧ-сигналу залежить в основному від діелектричної проникності середовища, а не від його щільності.

Таким чином, знаючи зміну діелектричних характеристик досліджуваного середовища, можна визначити зміну температури в зоні пухлинного процесу.

Аналіз останніх публікацій показав, що для визначення змін електрофізичних параметрів біологічних тканин використовуються методи як активної так і пасивної радіолокації. В [2] показано, що параметри, які характеризують проходження електромагнітної хвилі в біологічному середовищі з діелектричними втратами (довжина хвилі та хвильове число в досліджуваній речовині, що залежать від діелектричних властивостей біологічного середовища), можуть бути використані в діагностичних цілях. В роботі представлено активний метод радіолокації. На лабораторній установці мостового типу, що включала в себе промисловий фазометр ФК2–18 та генератор високочастотних сигналів Г4–76А (частотний діапазон 0,3...1,2 ГГц), вимірювали модуль $|T|$ та фазу φ комплексного коефіцієнта проходження електромагнітного випромінювання через досліджуваний зразок, що знаходився у відрізьку коаксіального хвилеводу. Вимірювання проводили при температурі зразків $26 \pm 1^\circ\text{C}$.

В [3] розглянуто активний метод радіометрії для діагностики злоякісних утворень у молочній залозі. В якості моделі біологічного об'єкта було використано пінополіуретановий об'єм. Імітація пухлини моделювалась за допомогою графітових часток, так як графіт має відмінну від пінополіуретану діелектричну проникність (таку ж як і злоякісні клітини). Модель біологічного об'єкта опромінювалась електромагнітним НВЧ–полем, одночасно за допомогою модуляційного радіометра (в режимі НВЧ–приймача) фіксувався відбитий від моделі сигнал. В якості подальшого розвитку експериментальних досліджень та розробки більш досконалих методик діагностики пропонується використовувати не тільки активні, а й пасивні методи радіометрії.

В [4] представлено пасивний метод діагностики біологічних середовищ. Моделювання біооб'єкта та новоутворень проводилося за допомогою тканини тварин, фізичні властивості якої ідентичні тканинам людини. Для повної ізоляції від впливу зовнішніх факторів, таких як випромінювання приладів, власне радіотеплове випромінювання персоналу, що проводить експеримент, пропонується використовувати спеціальну безехову камеру, яка дозволяє проводити вимірювання сигналу, що надходить безпосередньо від джерела. Радіотеплове випромінювання, що надходить безпосередньо від об'єкта, фіксується антеною радіометра та поступає на комп'ютер.

Постановка задачі

В даний час актуальність проблеми обумовлюється великою кількістю застарілої техніки для діагностики злоякісних пухлин та великим процентом захворюваності населення. Тому розробка нового методу для визна-

чення діелектричних характеристик та температурного профілю біологічних тканин є важливою задачею в діагностиці новоутворень на ранніх стадіях захворювання.

В роботі [5] було представлено математичну модель ближньопольової взаємодії антени з середовищем біологічного об'єкта у діапазоні частот 1,4...1,6 ГГц, структурна схема якої представлена на рис. 1. Розгляд процесів у системі «лінія передачі–антена–досліджуваний зразок» представляє собою досить складну електродинамічну задачу. Розв'язок даної задачі отримано приблизно для аналізу основних її параметрів [5].

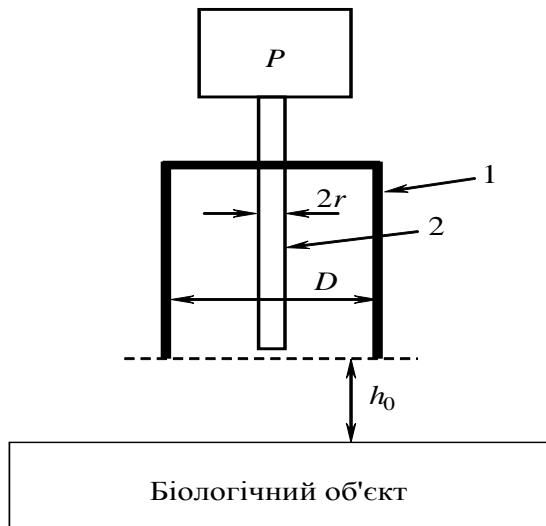


Рис. 1. Схема ближньопольових вимірювань

Антену 1 розташовано на висоті h_0 від поверхні біооб'єкта. Розмір апертури D малий в порівнянні з довжиною хвилі, радіус штиря 2 малий в порівнянні з діаметром апертури D . Оскільки в якості антени-зонду була використана апертурна антена (відкритий кінець хвилеводу), що випромінювала в досліджуване середовище, то даний метод визначення діелектричних характеристик біологічних тканин можна віднести до активної радіолокації.

Вимірювання діелектричної проникності ε біологічного середовища поблизу апертури антени призводить до зміни її вхідного імпедансу за рахунок збурення навколишнього електромагнітного поля. В результаті змінюється коефіцієнт відбиття за напругою R випромінювання від входу антени, який вимірюється за допомогою рефлектометра P .

Принцип моделювання полягає у визначенні електрофізичних параметрів системи «антена–біооб'єкт» (відношення амплітудних коефіцієнтів $\frac{C_{+1}}{C_{\pi}}$, нормованої провідності навантаження Y' , нормованого опору навантаження Z'_1 , опору досліджуваного середовища Z_1) при відомому коефіцієнті відбиття за напругою, зміна ΔR якого говорить про зміну $\Delta \varepsilon$ діелектричної проникності біологічного середовища.

Метою даної роботи є визначення параметрів $\frac{C_{+1}}{C_{\pi}}$, Y' , Z'_1 , Z_1 математичної моделі ближньопольової взаємодії антени з середовищем біологічного об'єкта у НВЧ-діапазоні.

Визначення відношення амплітудних коефіцієнтів

Як показано в [5], комплексний коефіцієнт відбиття R від апертури антени визначається наступним співвідношенням

$$R = \frac{C_0}{C_{\Pi}} = \frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} (1 - e^{-i2k_1 h_0}) - e^{-i2k_1 h_0} = \frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} - \frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} e^{-i2k_1 h_0} - e^{-i2k_1 h_0}, \quad (1)$$

де C_0 – амплітуда відбитої хвилі, C_{Π} – амплітуда падаючої хвилі, C_{+1} – амплітудний коефіцієнт, i – уявна одиниця, h_0 – висота знаходження антени над біооб'єктом, $k_1 = \omega \sqrt{\varepsilon_0 \mu_0} = \frac{2\pi f}{c}$ – постійна поширення хвилі в хвилеводі, який заповнений повітрям, ω – кругова частота, ε_0, μ_0 – електрична стала та магнітна стала вакууму.

З іншої сторони комплексний коефіцієнт відбиття R можна записати наступним чином [6] через його дійсну та уявну частини

$$R = R' + iR'' = Re \left[\frac{C_0}{C_{\Pi}} \right] + i Im \left[\frac{C_0}{C_{\Pi}} \right], \quad (2)$$

де R', R'' – відповідно дійсна та уявна частини комплексного коефіцієнта відбиття.

З виразу (1) знаходимо відношення амплітудних коефіцієнтів $\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}}$

$$\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} = \frac{R + e^{-i2k_1 h_0}}{1 - e^{-i2k_1 h_0}}.$$

Оскільки амплітудні коефіцієнти C_{+1}, C_{Π} є комплексними, то їх відношення можна також записати у вигляді комплексного числа [6]

$$\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} = Re \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] + i Im \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right]. \quad (3)$$

Таким чином, можемо записати систему рівнянь для знаходження дійсної та уявної частини відношення амплітудних коефіцієнтів $\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}}$

$$\begin{cases} Re \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] = Re \left[\frac{R + e^{-i2k_1 h_0}}{1 - e^{-i2k_1 h_0}} \right], \\ Im \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] = Im \left[\frac{R + e^{-i2k_1 h_0}}{1 - e^{-i2k_1 h_0}} \right]. \end{cases}$$

Розглянемо дану систему більш детально. Для цього, користуючись виразом (2), запишемо вираз модуля комплексного коефіцієнта відбиття $|R|$

$$|R|^2 = \left| \frac{C_0}{C_{\Pi}} \right|^2 = R'^2 + R''^2, \quad (4)$$

$$|R| = \left| \frac{C_0}{C_{\Pi}} \right| = \sqrt{R'^2 + R''^2}.$$

Використовуючи формулу Ейлера [6], запишемо наступне співвідношення

$$e^{-i2k_1h_0} = \cos 2k_1h_0 - i \sin 2k_1h_0. \quad (5)$$

Підставляємо вирази (3) та (5) у вираз для комплексного коефіцієнта відбиття (1) та отримуємо наступний вираз

$$R = R' + iR'' = \left(\operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] - \left(\operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] + 1 \right) \cos 2k_1h_0 - \operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] \sin 2k_1h_0 \right) +$$

$$+ i \left(\operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] + \left(\operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] + 1 \right) \sin 2k_1h_0 - \operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] \cos 2k_1h_0 \right). \quad (6)$$

Використовуючи вираз (4), запишемо модуль комплексного коефіцієнта відбиття $|R|$ наступним чином

$$|R|^2 = \left(2 \operatorname{Re}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] + 2 \operatorname{Im}^2 \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] + 2 \operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] \right) (1 - \cos 2k_1h_0) +$$

$$+ 1 + 2 \operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] \sin 2k_1h_0.$$

З виразу (6), знаходимо невідомі $\operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right]$, $\operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right]$

$$\operatorname{Re} \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] = \frac{(1 - R')(\cos 2k_1h_0 - 1) + R'' \sin 2k_1h_0}{2 - 2 \cos 2k_1h_0},$$

$$\operatorname{Im} \left[\frac{C_{+1}}{C_{\Pi}} \right] = \frac{R''(1 - \cos 2k_1h_0) - (1 + R') \sin 2k_1h_0}{2 - 2 \cos 2k_1h_0}.$$

Визначення провідності та опору навантаження антени

У нашому випадку навантаженням антени є біологічний об'єкт. Представимо досліджуване середовище у вигляді тришарової структури (включаючи повітря) з різними комплексними відносними діелектричними проникностями $\varepsilon_2 = \varepsilon'_2 + i\varepsilon''_2$, $\varepsilon_3 = \varepsilon'_3 + i\varepsilon''_3$ (рис. 2).

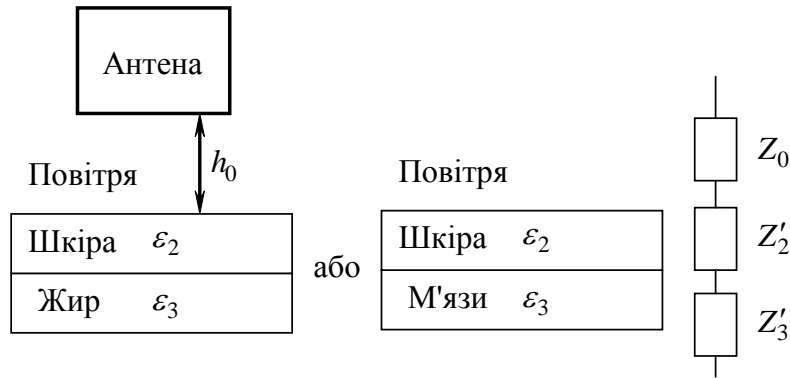


Рис. 2. Послідовне з'єднання опорів середовищ трьохшарової структури

Запишемо вираз для опору навантаження антени. В силу послідовного з'єднання опорів середовищ (рис. 2) опір досліджуваного середовища буде визначатися наступним чином

$$Z_1 = Z_0 + Z'_2 + Z'_3 = Z_0 + \frac{Z_0}{\sqrt{\varepsilon_2}} + \frac{Z_0}{\sqrt{\varepsilon_3}} = Z_0 \left(1 + \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_2}} + \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_3}} \right) =$$

$$= Z_0 \frac{\sqrt{\varepsilon_2 \varepsilon_3} + \sqrt{\varepsilon_2} + \sqrt{\varepsilon_3}}{\sqrt{\varepsilon_2 \varepsilon_3}}, \quad (7)$$

де $Z'_1 = \frac{\sqrt{\varepsilon_2 \varepsilon_3} + \sqrt{\varepsilon_2} + \sqrt{\varepsilon_3}}{\sqrt{\varepsilon_2 \varepsilon_3}}$ – нормований опір навантаження,

$Z_0 = 377$ Ом – хвильовий опір вільного простору.

Запишемо вирази для нормованої провідності навантаження Y' та нормованого опору навантаження Z'_1 при відомому комплексному коефіцієнті відбиття R [7]

$$Y' = \frac{1-R}{1+R} = \frac{1 + e^{-i2k_1 h_0} - (1 - e^{-i2k_1 h_0}) \frac{C_{+1}}{C_{\Pi}}}{1 - e^{-i2k_1 h_0} + (1 - e^{-i2k_1 h_0}) \frac{C_{+1}}{C_{\Pi}}}, \quad (8)$$

$$Z'_1 = \frac{1}{Y'} = \frac{1+R}{1-R} = \frac{1 - e^{-i2k_1 h_0} + (1 - e^{-i2k_1 h_0}) \frac{C_{+1}}{C_{\Pi}}}{1 + e^{-i2k_1 h_0} - (1 - e^{-i2k_1 h_0}) \frac{C_{+1}}{C_{\Pi}}}.$$

Також нормовану комплексну провідність Y' (8) можна визначити, використовуючи вираз (7)

$$Y' = \frac{1}{Z'_1} = \frac{\sqrt{\varepsilon_2 \varepsilon_3}}{\sqrt{\varepsilon_2 \varepsilon_3} + \sqrt{\varepsilon_2} + \sqrt{\varepsilon_3}}. \quad (9)$$

Аналізуючи вирази (8), (9) бачимо, що нормовані опір та провідність біологічного об'єкта залежать від комплексних відносних діелектричних проникностей середовища. Отже при зміні $\varepsilon_2, \varepsilon_3$ змінюються параметри Y', Z' , що в свою чергу призводить до зміни R .

Покажемо зв'язок коефіцієнта відбиття за напругою з параметрами коаксіальної лінії та антени. Для цього запишемо комплексний коефіцієнт відбиття R наступним чином [8]

$$R = \frac{Z'_1 - Z'_0 - Z'_{\text{ш}}}{Z'_1 + Z'_0 + Z'_{\text{ш}}}, \quad (10)$$

де $Z'_1 = \frac{Z_1}{Z_0} = \frac{Z_1}{377}$ – нормований опір досліджуваного середовища, на який

навантажена антена, $Z'_0 = \frac{Z_k}{\rho} = \frac{75}{\rho} = \frac{75}{\sqrt{\frac{\mu_0}{\varepsilon_0}} \frac{1}{2\pi} (\ln(\frac{2l}{r}) - 1)}$ – нормований опір

коаксіальної лінії, $Z'_{\text{ш}} = -i \operatorname{ctg} kl = -i \operatorname{ctg} \frac{2\pi fl}{c}$ – нормований вхідний опір штиря.

З виразу (10) знаходимо нормований опір досліджуваного середовища Z'_1

$$Z'_1 = \frac{1+R}{1-R} (Z'_0 + Z'_{\text{ш}}) = \frac{Z'_0 + Z'_{\text{ш}}}{Y'}. \quad (11)$$

Отже, з виразів (10), (11) випливає, що комплексний коефіцієнт відбиття R залежить не тільки від параметрів самого середовища, а й від геометричних розмірів вимірювальної антени.

Висновки

В даній роботі представлена математична модель визначення основних характеристик ближньопольової взаємодії антени з біологічним об'єктом. В ході математичного моделювання отримані вирази для коефіцієнта відбиття та провідності, як функції багатьох параметрів. Аналіз математичної моделі «антена–біооб'єкт» показав, що при зміні діелектричної проникності середовища змінюється коефіцієнт відбиття випромінювання від входу антени, а значить змінюється і провідність. Зміна коефіцієнта відбиття є джерелом інформації про зміну діелектричної проникності біологічного середовища.

Даний метод може бути застосовано в діагностиці пухлинних захворювань на ранніх стадіях, так як він не потребує хірургічного втручання і є повністю безпечним. В подальшому планується розробити математичну модель методу визначення діелектричних характеристик середовища та ро-

зподілу температури в біологічній тканині, яка буде використовувати результати даного дослідження.

Література

1. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник. — Киев: Наукова думка, 1990. — 224 с.
2. Романов А.Н. Изменение характеристик электромагнитных волн микроволнового диапазона при прохождении через биологические жидкости человека. //Биомедицинская радиоэлектроника. — 2011. — № 3. — С. 16—19.
3. Гаврилов В.М., Кирюхин А.В., Никитин О.Р., Селиверстов А.А. Применение электромагнитных полей СВЧ в медицине и биологии. Учебное пособие. — Владимир: Изд-во ВлГУ, 2001. — 139 с.
4. Никитин О.Р., Яковлев В.А., Данилов А.Н. Радиометрические СВЧ—методы диагностирования новообразований молочной железы. // Биомедицинская радиоэлектроника. — 2010. — № 7. — С. 24—28.
5. Манойлов В.П., Назарчук Л.Ю. Ближньопольова НВЧ—взаємодія «антена—середовище». // Вісник ЖДТУ. — 2005. — №2 (33). — С. 75—79.
6. Пискунов Н.С. Дифференциальное и интегральное исчисления для втузов. — М.: Физматгиз, 1963. — 856 с.
7. Сазонов Д.М., Гридин А.М., Мишустин Б.А. Устройства СВЧ. — М: Высш. школа, 1981. — 295 с.
8. Баскаков С.И. Основы электродинамики. — М.: Сов. Радио, 1973. — 248 с.

Манойлов В.П., Назарчук Л.Ю. Визначення параметрів математичної моделі ближньопольової взаємодії антени з біологічним середовищем. Стаття присвячена визначенню електрофізичних параметрів математичної моделі взаємодії антени з середовищем біологічного об'єкта. В роботі використаний принцип зміни коефіцієнта відбиття поблизу апертури антени, яка є джерелом інформації про зміну діелектричної проникності та температури біологічного середовища. В ході моделювання отримані вирази для коефіцієнта відбиття, відношення амплітудних коефіцієнтів, нормованої провідності та нормованого опору навантаження, як функції багатьох параметрів. Аналіз математичної моделі «антена—біооб'єкт» показав, що при зміні діелектричної проникності середовища змінюється коефіцієнт відбиття випромінювання від входу антени, а значить змінюється і провідність. Даний метод може бути застосовано в діагностиці пухлинних захворювань на ранніх стадіях.

Ключові слова: *ближньопольова взаємодія, комплексний коефіцієнт відбиття, діелектрична проникність, нормований опір, нормована провідність.*

Манойлов В.Ф., Назарчук Л.Ю. Определение параметров математической модели ближнепольного взаимодействия антенны с биологической средой. Статья посвящена определению электрофизических параметров математической модели взаимодействия антенны со средой биологического объекта. В работе использован принцип изменения коэффициента отражения вблизи апертуры антенны, которое является источником информации об изменении диелектрической проницаемости и температуры биологической среды. В ходе моделирования получены выражения для коэффициента отражения, отношения амплитудных коэффициентов, нормируемой проводимости и нормируемого сопротивления нагрузки, как функции многих параметров. Анализ математической модели «антенна—биообъект» показал, что при изменении диелектрической проницаемости среды изменяется коэффициент отражения излучения

от входа антенны, а значит меняется и проводимость. Данный метод может использоваться в диагностике опухолевых заболеваний на ранних стадиях.

Ключевые слова: ближнепольное взаимодействие, комплексный коэффициент отражения, диэлектрическая проницаемость, нормированное сопротивление, нормированная проводимость.

*Manoilov V.P., Nazarchuk L.Yu. **Determination of antenna connection with biological environment mathematical model parameters.** The article is devoted to electro-physical parameters determination of antenna connection with the biological object environment mathematical model. The principle of reflection around an antenna aperture coefficient changing is used in this article. It is an information source on dielectric permeability and biological environment temperature changing. The expressions for reflection coefficient, amplitude coefficients ratio, normalized conductivity and normalized load resistance as the functions of various parameters are obtained by simulation. "Antenna - bioobject" mathematical model analysis showed that the dielectric permeability environment changing leads to radiation from antenna input reflection coefficient changing so and conductivity changing. This method can be used for diagnostics of tumors on the early stages.*

Keywords: near field interaction, complex reflection coefficient, dielectric permeability, normalized resistance, normalized conductivity.